

P.7292 PCT

Verfahren und Vorrichtung zur Erkennung von Leckagen  
bei Einrichtungen zum Zuführen von Atemgasen

Die Erfindung betrifft ein Verfahren zur Erkennung von Leckagen bei Beatmungseinrichtungen, bei dem sowohl ein Druck des Atemgases als auch ein Volumenstrom des Atemgases erfaßt und eine Auswertungseinrichtung zugeführt wird.

Die Erfindung betrifft darüber hinaus eine Vorrichtung zur Erkennung von Leckagen bei Beatmungsgeräten, die sowohl eine Einrichtung zur Erfassung eines Druckes des Atemgases als auch eine Einrichtung zur Erfassung eines Volumenstromes des Atemgases aufweist und bei der die Erfassungseinrichtungen an eine Auswertungseinrichtung angeschlossen sind.

Bei der Durchführung von Beatmungen kommen unterschiedliche Steuerverfahren für die verwendeten Beatmungsgeräte zum Einsatz. Überwiegend erfolgt die Gerätesteuerung mit einer Druckregelung, so daß kein definiertes

...

Strömungsvolumen je Beatmungszyklus festgelegt ist. Eine grundsätzlich ebenfalls mögliche Gerätesteuerung unter Berücksichtigung einer Volumenkontrolle das einem jeweiligen Beatmungszyklus zugeordneten Strömungsvolumens erwies sich bislang als problematisch, da im unmittelbaren Bereich des Beatmungsgerätes, im Bereich einer verwendeten Atemmaske sowie im Bereich eines Verbindungsschlauches zwischen dem Beatmungsgerät und der Atemmaske Leckagen auftreten können. Weitere Leckagen können auch im Anlagebereich der Atemmaske am Gesicht des Patienten entstehen. Im Gesamtbereich der durch diese Einzelkomponenten gebildeten Beatmungseinrichtung treten häufig Leakageverluste im Bereich von 50 % des vom Beatmungsgerät erzeugten Strömungsvolumens auf.

Die bislang bekannt gewordenen Verfahren und Vorrichtungen zur Ermittlung von Leakageverlusten sind noch nicht ausreichend dafür geeignet, in eine automatische Gerätesteuerung integriert zu werden.

Aufgabe der vorliegenden Erfindung ist es daher, ein Verfahren der einleitend genannten Art derart zu verbessern, daß eine verbesserte Gerätesteuerung unterstützt wird.

Diese Aufgabe wird erfindungsgemäß dadurch gelöst, daß von der Auswertungseinrichtung die respiratorischen Größen Druck und Flow für mindestens zwei aufeinanderfolgende Beatmungszyklen aufgenommen werden und daß für die aufeinanderfolgenden Beatmungszyklen mindestens ein Steuerparameter mit unterschiedlicher Signalamplitude vorgegeben wird und daß aus den sich ergebenden Differenzverläufen von Druck und Flow für diese Beatmungszyklen Resistance, Compliance und der Leckagewiderstand ermittelt werden.

Weitere Aufgabe der vorliegenden Erfindung ist es, eine Vorrichtung der einleitend genannten Art derart zu konstruieren, daß eine volumenkontrollierte Gerätesteuerung unterstützt wird.

Diese Aufgabe wird erfindungsgemäß dadurch gelöst, daß die Auswertungseinrichtung zur Bestimmung der respiratorischen Größen Druck und Flow ausgebildet ist, daß eine Speichereinrichtung für mindestens ein Wertefolgenpaar von Druck und Flow für einen Beatmungszyklus vorhanden ist und daß zur Bestimmung von Differenzverläufen von Compliance und Resistance für mindestens zwei aufeinanderfolgende Beatmungszyklen mindestens eine Differenzenfolge generierbar ist.

Aufgrund der ermittelten Leckage ist es möglich, gerätetechnisch vom Beatmungsgerät ein derart erhöhtes Strömungsvolumen bereitzustellen, daß unter Berücksichtigung der Leckageverluste ein exakt definiertes Nutzströmungsvolumen bereitgestellt wird. Durch die Differenzbildung der gemessenen Wertefolgen von Druck und Flow bei zwei aufeinander folgenden Beatmungszyklen, wobei in den Beatmungszyklen der ausgewählte Steuerparameter unterschiedliche Amplitudenwerte aufweist, ist es möglich, den Einfluß unbekannter Größen zu eliminieren.

Eine unmittelbare Leckageerkennung zur Unterstützung einer genauen Volumenflußregelung wird dadurch unterstützt, daß die Berechnung für mindestens zwei unmittelbar aufeinanderfolgende Beatmungszyklen durchgeführt wird.

...

Zur Verminderung des Verarbeitungsaufwandes ist es auch möglich, daß die Berechnung für mindestens zwei von mindestens einem weiteren Beatmungszyklus voneinander getrennte Beatmungszyklen durchgeführt wird.

Gemäß einer Ausführungsvariante ist vorgesehen, daß für die aufeinanderfolgenden Atemzüge unterschiedliche Druckpegel vorgegeben werden.

Insbesondere ist daran gedacht, daß der erste Druckpegel höher als der zweite Druckpegel gewählt wird.

Darüber hinaus ist es auch möglich, daß der erste Druckpegel tiefer als der zweite Druckpegel gewählt wird.

Gemäß einer anderen Ausführungsvariante ist es auch möglich, daß für die aufeinander folgenden Beatmungszyklen unterschiedliche Volumenströme vorgegeben werden.

Auch bei dieser Ausführungsvariante ist insbesondere daran gedacht, daß der erste Volumenstrom höher als der zweite Volumenstrom vorgegeben wird.

Darüber hinaus ist es auch möglich, daß der erste Volumenstrom niedriger als der zweite Volumenstrom vorgegeben wird.

Zur Gewährleistung einer im Mittel korrekten Einhaltung eines vorgegebenen Sollwertes wird vorgeschlagen, daß eine Vielzahl von Beatmungszyklen mit jeweils verändertem Steuerparameter derart durchgeführt werden, daß die Werte der Steuerparameter derart statistisch verteilt sind, daß ein Mittelwert einem vorgegebenen Sollwert für den Steuerparameter entspricht.

...

Ein geschlossener Regelkreis kann dadurch bereitgestellt werden, daß eine Leckagekompensation durchgeführt wird.

Insbesondere ist daran gedacht, daß die Leckagekompensation dynamisch durchgeführt wird.

Zur weiteren Unterstützung einer Beatmung wird vorgeschlagen, daß von der Auswertungseinrichtung eine Ermittlung des Spontanatmungsverlaufs durchgeführt wird.

Insbesondere erweist es sich als vorteilhaft, daß die Auswertungseinrichtung Einflüsse eines Spontanatmungsverlaufs auf die Beatmung kompensiert.

Eine typische Ausführungsform wird dadurch definiert, daß eine Leckageerkennung in einem Bereich zwischen einem Beatmungsgerät und einem Patienten durchgeführt wird.

Gemäß einer weiteren Ausführungsvariante ist vorgesehen, daß die Messungen nur während inspiratorischer Phasen der Beatmungszyklen durchgeführt werden.

Zur Erfassung eines Beatmungsdruckes ist vorgesehen, daß an die Auswertungseinrichtung mindestens ein Drucksensor angeschlossen ist.

Ein Beatmungsflow kann dadurch erfaßt werden, daß an die Auswertungseinrichtung mindestens ein Volumenflußsensor angeschlossen ist.

Eine kompakte Gerätekonstruktion wird dadurch unterstützt, daß mindestens einer der Sensoren einem das

...

Atemgas bereitstellenden Beatmungsgerät zugewandt angeordnet ist.

Eine verbesserte Meßgenauigkeit kann dadurch erreicht werden, daß einer der Sensoren einer Beatmungsmaske zugewandt angeordnet ist.

Gemäß einer typischen Ausführungsform ist vorgesehen, daß der Beatmungsmaske zugewandt ein Expirationsventil angeordnet ist.

Zu einem kompakten Geräteaufbau trägt es ebenfalls bei, daß dem Beatmungsgerät zugewandt ein Auslaßsystem angeordnet ist.

Bei stationären Anwendungen ist es möglich, daß ein über den Atemgasschlauch mit dem Beatmungsgerät verbundenes Patienteninterface als eine invasive Einrichtung ausgebildet ist.

Insbesondere ist aber daran gedacht, daß ein über den Atemgasschlauch mit dem Beatmungsgerät verbundenes Patienteninterface als eine nicht invasive Einrichtung ausgebildet ist.

Eine Ausführungsform für einen Signalgenerator wird dadurch definiert, daß die Auswertungseinrichtung einen Amplitudengenerator für einen von Beatmungszyklus zu Beatmungszyklus variierenden Druck aufweist.

Gemäß einer anderen Ausführungsform ist vorgesehen, daß die Auswertungseinrichtung einen Amplitudengenerator für einen von Beatmungszyklus zu Beatmungszyklus variierenden Volumenfluß aufweist.

In den Zeichnungen sind Ausführungsbeispiele der Erfindung schematisch dargestellt. Es zeigen:

- Fig. 1 ein gerätetechnisches Blockschaltbild zur Veranschaulichung der wesentlichen gerätetechnischen Komponenten,
- Fig. 2 ein elektrisches Ersatzschaltbild für die Lunge eines Patienten, das als Modell bei der gerätetechnischen Steuerung berücksichtigt wird,
- Fig. 3 ein Diagramm zur Veranschaulichung von Differenzen der Meßgrößen zwischen zwei Atemzügen,
- Fig. 4 ein Diagramm zur Rekonstruktion des zeitlichen Verlaufes einer Spontanatmung bei Auswertung von Differenzwerten hinsichtlich Druck und Volumenstrom bei zwei Atemzügen mit unterschiedlichem inspirativen Volumenstrom,
- Fig. 5 ein Blockschaltbild zur Veranschaulichung des gerätetechnischen Aufbaus,
- Fig. 6 ein Blockschaltbild eines modifizierten gerätetechnischen Aufbaus,
- Fig. 7 ein gerätetechnischer Aufbau einer weiteren Ausführungsvariante,
- Fig. 8 ein Blockschaltbild einer nochmals veränderten Ausführungsform,
- Fig. 9 eine weitere gerätetechnische Modifizierung,

...

Fig. 10 eine andere Ausführungsform,

Fig. 11 eine weitere Ausführungsform,

Fig. 12 eine nochmals modifizierte Ausführungsform,

Fig. 13 eine abermals abgewandelte Ausführungsform,

Fig. 14 eine nochmals geänderte Ausführungsform und

Fig. 15 ein gegenüber der Darstellung in Fig. 2 abgewandeltes Ersatzschaltbild.

Gemäß der Ausführungsform in Fig. 1 weist eine Beatmungseinrichtung (1) ein angetriebenes Gebläse (3) auf. Dieser Antrieb erfolgt über einen Motor oder ein anderes Antriebsaggregat. Das Gebläse (3) ist an ein Stellventil (4) angeschlossen, das eine Stelleinrichtung (6) aufweist und eine Steuerspannung in eine zugeordnete Ventilstellung transformiert.

Beim dargestellten Ausführungsbeispiel sind an ein Beatmungsgerät (7), das im wesentlichen dem Gebläse (3) sowie dem Stellventil (4) besteht, ein Drucksensor (8) sowie ein Volumenflußsensor (9) angeschlossen. Der Volumenflußsensor (9) ist typischerweise als ein Differenzdrucksensor ausgebildet, dessen Signal in einen zugeordneten Volumenfluß transformiert wird.

Das Beatmungsgerät (7) ist über einen Atemgasschlauch (10) und ein Expirationsventil (11) an eine Atemmaske (12) angeschlossen, die im Gesichtsbereich eines Patienten (13) positionierbar ist.

...



Die Sensoren (8, 9) sind an eine Auswertungseinrichtung (14) angeschlossen, die ihrerseits mit der Stelleinrichtung (6) verbunden ist.

Fig. 2 zeigt ein elektrisches Ersatzschaltbild, das die Funktion der Lunge des Patienten (13) wiedergibt und das im Bereich der Auswertungseinrichtung (14) als Modell zur Durchführung der Berechnungen verwendet wird. Ein von einer Volumenflußquelle (15) generierter Volumenfluß wird der Parallelschaltung von zwei Strömungszweigen zugeführt. Eine der Zweige enthält die Reihenschaltung der Resistance (16) sowie der Compliance (17) sowie eine Störquelle (18), die einen zusätzlichen Volumenfluß generiert und eine eventuelle Eigenaktivität des Patienten (13) abbildet. Der zweite Strömungszweig enthält einen Leckagewiderstand (19).

Das elektrische Ersatzschaltbild der Atemwege nach Fig. 2 zeigt, daß der durch die aktive Atemtätigkeit erzeugte Druck  $p_{mus}$  eines Patienten einen Beitrag zum Atemwegsdruck  $p_{aw}$  und damit zum Flow in die Lunge ( $V'_{aw}$ ) liefert. Eine Leckageidentifikation muß also auch  $p_{mus}$  berücksichtigen, wenn es gelingen soll, den Leckageflow  $V'_L$  hinreichend zu kompensieren.

Unter der Annahme, daß sich die Atemarbeit des Patienten zwischen den Atemzügen nur unwesentlich ändert, kann der Anteil der Atemarbeit durch Differenzbildung eliminiert werden. Aus dem Ersatzschaltbild nach Fig. 2 ergibt sich für den Atemwegsdruck  $p_{aw}$  und den inspiratorischen Flow  $V'_{insp}$  der folgende Zusammenhang im Bildbereich der Laplace-Transformation:

$$p_{aw}(s) = [p_{mus}(s) + V'_{insp}(s) (1 + sRC) / sC] \cdot sR_L C / (1 + s(R + R_L)C)$$

Die Differenzen des Atemwegsdrucks  $\Delta p_{av}$  und des inspiratorischen Flows  $\Delta V'_{insp}$  werden berechnet mit

$$\begin{aligned}\Delta p_{av}(s) &= p_{av,k}(s) - p_{av,k-1}(s) \\ \Delta V'_{insp}(s) &= V'_{insp,k}(s) - V'_{insp,k-1}(s)\end{aligned}$$

mit  $k$  als laufender Nummer des Atemzugs.

Unter der Annahme, daß der zeitliche Verlauf der Atemarbeit in aufeinander folgenden Atemzügen gleich ist, d. h. es gilt

$$p_{mus,k}(s) = p_{mus,k-1}(s)$$

erhält man einen einfacheren Zusammenhang zwischen der Druckdifferenz  $\Delta p_{av}$  und der Flowdifferenz  $\Delta V'_{insp}$  im Bildbereich der Laplace-Transformation:

$$\Delta p_{av}(s) = \Delta V'_{insp}(s) (1 + sRC)R_L / (1 + s(R + R_L)C)$$

Zur Rekonstruktion des Verlaufs von  $p_{mus}$  wird die Inversion der ersten Gleichung genutzt. Dazu werden die identifizierten Schätzwerte als Parameter eingesetzt und die Meßwerte einer Inspirationsphase verrechnet.

$$\begin{aligned}\hat{p}_{mus}(s) &= (1 + s(\hat{R} + \hat{R}_L)\hat{C}) / s\hat{R}_L\hat{C} \hat{p}_{FS}(s) - (1 + s\hat{R}\hat{C}) \\ &/ s\hat{C} \hat{V}'_{FS}(s)\end{aligned}$$

Eine solche Rekonstruktion läßt eine Beurteilung der Spontanatmung und damit indirekt der Beatmungsqualität zu. Im einfachsten Fall kann durch Integration der rekonstruierten Werte entschieden werden, ob der Patient mit- oder gegenatmet. Aufwendigere Verfahren zur Klassifikation können daraus erstmals für die volumenkon-

...

tröllierte Beatmung eine dezidierte Beurteilung beispielsweise hinsichtlich der Synchronisierung oder der Höhe der Atemarbeit ableiten.

Fig. 3 zeigt einen zeitlichen Verlauf für die Differenz für die Meßgrößen zwischen zwei Beatmungszyklen zum einen für eine Inspiratorische Volumenflußdifferenz (20) und zum anderen für eine Druckdifferenz (21) im Bereich der Atemmaske (12).

Fig. 4 zeigt hinsichtlich eines ersten Druckverlaufes (22) für einen ersten Beatmungszyklus sowie einen zweiten Druckverlauf (23) eines zweiten Beatmungszyklusses den ermittelten Rekonstruktionsverlauf (24) für eine Spontanatmung des Patienten (13) unter Berücksichtigung der Volumenflußdifferenz (20) sowie der Druckdifferenz (21) zwischen zwei Atemzügen mit unterschiedlichem inspiratorischen Volumenfluß.

Fig. 5 zeigt die in Fig. 1 veranschaulichte Einrichtung in einer Darstellung als Blockschaltbild. Das Beatmungsgerät (7) ist mit dem Atemgasschlauch (10) verbunden und in einem Überleitungsbereich vom Beatmungsgerät (7) zum Atemgasschlauch (10) sind der Volumenflußsensor (9) sowie der Drucksensor (8) angeordnet. Der Atemgasschlauch (10) ist mit der Atemmaske (12) verbunden und im Überleitungsbereich vom Atemgasschlauch (10) zur Atemmaske (12) sind ein zusätzlicher Volumenflußsensor (25) sowie ein zusätzlicher Drucksensor (26) positioniert. Alternativ zur Darstellung in Fig. 5 können die Sensoren auch nur im Überleitungsbereich zwischen dem Beatmungsgerät (7) und dem Atemgasschlauch (10) oder nur im Überleitungsbereich zwischen dem Atemgasschlauch (10) und der Atemmaske (12) angeordnet sein. Selbstverständlich ist auch eine Anordnung mit einem Massen-

...

stromsensor möglich, wobei eine Umrechnung auf den Volumenstrom erfolgt.

Gemäß der Ausführungsform in Fig. 6 ist im Überleitungsbereich vom Atemgasschlauch (10) zur Atemmaske (12) ein Expirationsventil (11) und im Überleitungsbereich vom Beatmungsgerät (7) zum Atemgasschlauch (10) ein Auslaßsystem (27) angeordnet. Ebenfalls ist es möglich, nur im Bereich der Überleitung vom Atemgasschlauch (10) zur Atemmaske (12) das Expirationsventil (11) oder nur im Überleitungsbereich vom Beatmungsgerät (7) zum Atemgasschlauch (10) das Auslaßsystem (27) zu positionieren. Es ist auch denkbar, daß das Expirationsventil (11) durch ein Auslaßsystem ersetzt wird und das Auslaßsystem (29) auch durch ein Expirationsventil (11).

Alternativ zur in den Ausführungsbeispielen dargestellten Atemmaske (12) können auch andere nicht invasive Einrichtungen zur Bereitstellung einer Verbindung mit dem Patienten (13) verwendet werden. Gedacht ist beispielsweise an die Verwendung von Masken oder Helmen. Ebenfalls kann die Verbindung zwischen der Beatmungseinrichtung (1) und dem Patienten (13) auch durch invasive Kopplungseinrichtungen, beispielsweise einem Tubus, einem Tracheostoma oder einer Larynxmaske erfolgen.

Die verwendeten Beatmungseinrichtungen können zur Durchführung unterschiedlicher Beatmungsformen ausgeführt sein. Es kann sich beispielsweise um eine kontrollierte, eine assistierte Beatmung oder eine Atemhilfe handeln. Darüber hinaus kann das Verfahren zum Einsatz bei periodischer Atmung, CPAP-Verfahren oder APAP-Verfahren zur Anwendung kommen.

...

Die Ermittlung von Resistance und Compliance kann beispielsweise ausschließlich innerhalb der inspiratorischen oder ausschließlich der expiratorischen Zeitintervalle der Beatmungszyklen durchgeführt werden. Ebenfalls ist es aber möglich, die entsprechenden Auswertungen sowohl in den inspiratorischen als auch in den expiratorischen Phasen durchzuführen.

Fig. 7 zeigt die bereits erwähnte Ausführungsform, bei der der Atemgasschlauch (10) direkt mit der Atemgasmaske (12) gekoppelt ist und nur im Übergangsbereich vom Beatmungsgerät (7) zum Atemgasschlauch (10) das Auslaßsystem (27) sowie die Sensoren (8, 9) positioniert sind.

Fig. 8 zeigt eine gegenüber Fig. 7 abgewandelte Ausführungsform, bei der zwischen dem Beatmungsgerät und dem Atemgasschlauch (10) das Auslaßsystem (27) und der Volumenflußsensor (9) positioniert sind und bei dem zwischen dem Atemgasschlauch (10) und der Atemmaske (12) der Drucksensor (8) positioniert ist.

Gemäß der Ausführungsform in Fig. 9 sind zwischen dem Beatmungsgerät (7) und dem Atemgasschlauch (10) das Auslaßsystem (27) und der Drucksensor (8) positioniert und zwischen dem Atemgasschlauch (10) und der Atemmaske (12) ist der Volumenflußsensor (9) angeordnet.

Gemäß dem nochmals abgewandelten Ausführungsformen in Fig. 10 ist zwischen dem Beatmungsgerät (7) und dem Atemgasschlauch (10) nur das Auslaßsystem (27) angeordnet und sowohl der Volumenflußsensor als auch der Drucksensor (8) sind zwischen dem Atemgasschlauch (10) und der Atemmaske (12) positioniert.

...

Gemäß der nochmals abgewandelten Ausführungsform in Fig. 11 sind zwischen dem Beatmungsgerät (7) und dem Atemgasschlauch (10) sowohl der Drucksensor (8) als auch der Volumenflußsensor (9) positioniert und zwischen dem Beatmungsschlauch (10) und der Atemmaske (12) ist das Expirationsventil (11) positioniert.

Gemäß der Ausführungsform in Fig. 12 ist zwischen dem Beatmungsgerät (7) und dem Atemgasschlauch (10) nur der Volumenflußsensor (9) angeordnet und zwischen dem Atemgasschlauch (10) und der Atemmaske (12) sind das Expirationsventil (11) sowie der Drucksensor (8) positioniert.

Gemäß der Ausführungsform in Fig. 13 ist zwischen dem Beatmungsgerät (7) und dem Atemgasschlauch (10) nur der Drucksensor (8) angeordnet und zwischen dem Atemgasschlauch (10) und der Atemmaske (12) sind sowohl das Expirationsventil (11) als auch der Volumenflußsensor (9) angeordnet.

Fig. 14 zeigt schließlich eine Ausführungsform, bei der das Beatmungsgerät (7) direkt mit dem Atemgasschlauch gekoppelt ist und zwischen dem Atemgasschlauch (10) und der Atemmaske (12) sowohl das Expirationsventil (11) als auch der Drucksensor (8) und der Volumenflußsensor (9) positioniert sind.

Fig. 15 zeigt ein gegenüber der Darstellung in Fig. 2 ergänztes Ersatzschaltbild, das im Falle linearen Verhaltens für das System aus Patient und Beatmungsschlauch entsteht. In einem zusätzlichen Parallelzweig wird die aus dem Schlauchvolumen resultierende Kapazität (28) berücksichtigt.

...

Für den Zusammenhang zwischen den Meßdaten für Flow  $V'_{FS}$  und Druck  $p_{FS}$  im Gerät ergibt sich aus dem Ersatzschaltbild im Bildbereich der Laplace-Transformation unter Vernachlässigung eines PEEP (positiven end-expiratorischen Drucks) die Übertragungsfunktion entsprechend der nachfolgenden Gleichung:

$$p_{FS}(s) / V'_{FS}(s) = (R_L \cdot (1 + sRC)) / (1 + s(RC + R_L C + R_L C_s) + s^2 RCR_L C_s)$$

Dabei wurde das Laufzeitverhalten des Druckes innerhalb des Schlauches vernachlässigt ( $p_{FS} = p_{av}$ ) und  $R_L$  als Leckageresistance angenommen.

Nach einer Zeitdiskretisierung dieser Gleichung mit einem Halteglied nullter Ordnung ( $s \rightarrow (1 - z^{-1}) / T$ ), dem zeitdiskreten Verschiebeoperator  $z^{-1}$  und der Abtastzeit  $T$  erhält man die folgende Darstellung für den Zusammenhang zwischen den Wertefolgen  $p_{FS,k}$  und  $V'_{FS,k}$ :

$$p_{FS,k} / V'_{FS,k} = (b_0 + b_1 z^{-1}) / (1 + a_1 z^{-1} + a_2 z^{-2})$$

mit

$$b_0 = R_L T (T + RC) / K$$

$$b_1 = -RCR_L T / K$$

$$a_1 = (-T(RC + R_L C + R_L C_s) - 2RCR_L C_s) / K$$

$$a_2 = RCR_L C_s / K$$

$$K = T^2 + T(RC + R_L C + R_L C_s) + RCR_L C_s$$

Betrachtet man nun die Verhältnisse auf der Patienten-seite des Beatmungsschlauches, so ergibt sich die folgende Übertragungsfunktion zwischen  $V'_{insp}$  und  $p_{av}$ :

$$p_{av}(s) / V'_{insp}(s) = R_L \cdot (1 + sRC) / (1 + s(R + R_L) \cdot C)$$

$$p_{av,k} / V'_{insp,k} = (b_0 + b_1 z^{-1}) / (1 + a_1 z^{-1})$$

...

mit

$$b_0 = R_L(T + RC) / L$$

$$b_1 = -R_L RC / L$$

$$a_1 = -(R + R_L)C / L$$

$$L = T + (R + R_L)C$$

Unter Berücksichtigung der Laufzeit des Luftdrucks durch den Beatmungsschlauch gilt, daß  $p_{fs}$  ungleich  $p_{av}$  ist. Für geräteseitige Drucksensoren kann die Erweiterung mit

$$p_{fs}(s) = p_{av}(s) / (1 + sT_s \cdot e^{sT_t})$$

genutzt werden, wobei  $T_s$  die Nachstellzeit des nachgiebigen Beatmungsschlauchs mit den Schlauchanschlußstücken darstellt. Die Totzeit  $T_t$  entspricht der Schallaufzeit durch den Schlauch.

Eine höhere Genauigkeit der Modelle in den oben aufgeführten Gleichungen kann genutzt werden, um Effekte wie z.B. Gaskompressibilität zu berücksichtigen. Auch bei dem Übergang zur zeitdiskreten Darstellung können präzisere Ansätze zur Anwendung kommen.

Eine Schätzung der Parameter  $R$ ,  $C$  und  $R_L$  kann mit bekannten Identifikations- bzw. Parameterschätzverfahren für lineare und auch nichtlineare dynamische Systeme erfolgen. Für die Implementierung ist insbesondere eine zeitlich verteilte Berechnung der Parameterschätzung vorteilhaft. Rekursive Verfahren ermöglichen dabei Ergebnisse mit der größten Zeitnähe zur letzten Betrachtungsperiode.

...



P.7292 PCT

P a t e n t a n s p r ü c h e

1. Verfahren zur Erkennung von Leckagen bei Einrichtungen zur Zuführung von Atemgasen, bei denen sowohl ein Druck des Atemgases als auch ein Volumenstrom des Atemgases erfaßt und einer Auswertungseinrichtung zugeführt wird, dadurch gekennzeichnet, daß von der Auswertungseinrichtung (14) die respiratorischen Größen Druck und Flow für mindestens zwei aufeinanderfolgende Beatmungszyklen aufgenommen werden und daß für die aufeinanderfolgenden Beatmungszyklen mindestens ein Steuerparameter mit unterschiedlicher Signalamplitude vorgegeben wird und daß aus den sich ergebenden Differenzverläufen von Druck und Flow für diese Beatmungszyklen Resistance, Compliance und der Leckagewiderstand ermittelt werden.
2. Verfahren nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß die Berechnung für mindestens zwei unmittelbar aufeinanderfolgende Beatmungszyklen durchgeführt wird.

...

3. Verfahren nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß die Berechnung für mindestens zwei von mindestens einem weiteren Beatmungszyklus voneinander getrennte Beatmungszyklen durchgeführt wird.
4. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 3, dadurch gekennzeichnet, daß für die aufeinanderfolgenden Atemzüge unterschiedliche Druckpegel vorgegeben werden.
5. Verfahren nach Anspruch 4, dadurch gekennzeichnet, daß der erste Druckpegel höher als der zweite Druckpegel gewählt wird.
6. Verfahren nach Anspruch 4, dadurch gekennzeichnet, daß der erste Druckpegel tiefer als der zweite Druckpegel gewählt wird.
7. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 6, dadurch gekennzeichnet, daß für die aufeinanderfolgenden Beatmungszyklen unterschiedliche Volumenströme vorgegeben werden.
8. Verfahren nach Anspruch 7, dadurch gekennzeichnet, daß der erste Volumenstrom höher als der zweite Volumenstrom vorgegeben wird.
9. Verfahren nach Anspruch 7, dadurch gekennzeichnet, daß der erste Volumenstrom niedriger als der zweite Volumenstrom vorgegeben wird.

...

10. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 9, dadurch gekennzeichnet, daß eine Vielzahl von Beatmungszyklen mit jeweils veränderten Steuerparameter derart durchgeführt werden, daß die Werte der Steuerparameter derart statistisch verteilt sind, daß ein Mittelwert einem vorgegebenen Sollwert für den Steuerparameter entspricht.
11. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 10, dadurch gekennzeichnet, daß eine Leckagekompensation durchgeführt wird.
12. Verfahren nach Anspruch 11, dadurch gekennzeichnet, daß die Leckagekompensation dynamisch durchgeführt wird.
13. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 12, dadurch gekennzeichnet, daß von der Auswertungseinrichtung (14) eine Ermittlung des Spontanatmungsverlaufs durchgeführt wird.
14. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 13, dadurch gekennzeichnet, daß die Auswertungseinrichtung (14) Einflüsse einer Spontanatmung auf die Beatmung kompensiert.
15. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 14, dadurch gekennzeichnet, daß eine Leckageerkennung in einem Bereich zwischen einem Beatmungsgerät (7) und einem Patienten (13) durchgeführt wird.

...

16. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 15, dadurch gekennzeichnet, daß die Messungen nur während inspiratorischer Phasen der Beatmungszyklen durchgeführt werden.

17. Vorrichtung zur Erkennung von Leckagen bei Einrichtungen zur Zuführung von Atemgasen, die sowohl eine Einrichtung zur Erfassung eines Druckes eines Atemgases als auch eine Einrichtung zur Erfassung eines Volumenstromes des Atemgases aufweist und bei der die Erfassungseinrichtungen an eine Auswertungseinrichtung angeschlossen sind, dadurch gekennzeichnet, daß die Auswertungseinrichtung (14) zur Bestimmung der respiratorischen Größen Druck und Flow ausgebildet ist, daß eine Speichereinrichtung für mindestens ein Wertefolgenpaar von Druck und Flow für einen Beatmungszyklus vorhanden ist und daß zur Bestimmung von Differenzverläufen von Compliance und Resistance für mindestens zwei aufeinanderfolgende Beatmungszyklen mindestens eine Differenzenfolge generierbar ist.

18. Vorrichtung nach Anspruch 17, dadurch gekennzeichnet, daß an die Auswertungseinrichtung (14) mindestens ein Drucksensor (8) angeschlossen ist.

19. Vorrichtung nach Anspruch 17, dadurch gekennzeichnet, daß an die Auswertungseinrichtung (14) mindestens ein Volumenflußsensor (9) angeschlossen ist.

...

20. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 17 bis 19, dadurch gekennzeichnet, daß mindestens einer der Sensoren (7, 8) einem das Atemgas bereitstellenden Beatmungsgerät (7) zugewandt angeordnet ist.
21. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 17 bis 20, dadurch gekennzeichnet, daß einer der Sensoren (8, 9) einer Beatmungsmaske (12) zugewandt angeordnet ist.
22. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 17 bis 21, dadurch gekennzeichnet, daß der Beatmungsmaske (12) zugewandt ein Expirationsventil (11) angeordnet ist.
23. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 17 bis 21, dadurch gekennzeichnet, daß der Beatmungsmaske (12) zugewandt ein Auslaßsystem (27) angeordnet ist.
24. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 17 bis 23, dadurch gekennzeichnet, daß dem Beatmungsgerät (7) zugewandt ein Auslaßsystem (27) angeordnet ist.
25. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 17 bis 23, dadurch gekennzeichnet, daß dem Beatmungsgerät (7) zugewandt ein Expirationsventil (11) angeordnet ist
26. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 17 bis 25, dadurch gekennzeichnet, daß ein über den Atemgas-schlauch (10) mit dem Beatmungsgerät (7) verbunde-

...

nes Patienteninterface als eine invasive Einrichtung ausgebildet ist.

27. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 17 bis 25, dadurch gekennzeichnet, daß ein über den Atemgas-schlauch (10) mit dem Beatmungsgerät (7) verbundenes Patienteninterface als eine nicht invasive Einrichtung ausgebildet ist.

28. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 17 bis 27, dadurch gekennzeichnet, daß die Auswertungseinrichtung (14) einen Amplitudengenerator für einen von Beatmungszyklus zu Beatmungszyklus variierenden Druck aufweist.

29. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 17 bis 27, dadurch gekennzeichnet, daß die Auswertungseinrichtung (14) einen Amplitudengenerator für einen von Beatmungszyklus zu Beatmungszyklus variierenden Volumenfluß aufweist.